

## Method and apparatus for medical intervention procedure planning

**Publication number:** US2004087850

**Publication date:** 2004-05-06

**Inventor:** OKERLUND DARIN R (US); REDDY SHANKARA B (US); SRA JASBIR S (US)

**Applicant:**

**Classification:**

- international: **G01R33/28; A61B5/00; A61B5/0456; A61B5/055; A61B6/03; A61B8/00; A61N5/10; G01R33/32; G01T1/161; A61B6/12; G01R33/28; A61B5/00; A61B5/0452; A61B5/055; A61B6/03; A61B8/00; A61N5/10; G01R33/32; G01T1/00; A61B6/12; (IPC1-7): A61B5/05**

- European: **A61B6/03; A61B5/0456; A61B5/055; G06F19/00M3L; G06F19/00M3S; G06F19/00M5P**

**Application number:** US20020065595 20021101

**Priority number(s):** US20020065595 20021101

**Also published as:**



JP2004160221 (A)

DE10350438 (A1)

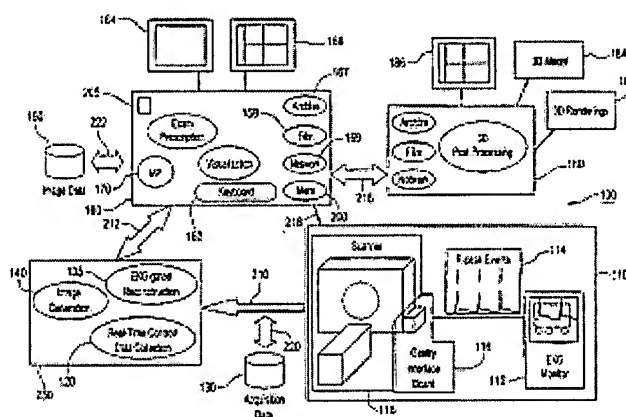
CN1503184 (A)

NL1024584C (C2)

**Report a data error here**

### Abstract of US2004087850

An imaging system for use in medical intervention procedure planning includes a medical scanner system for generating a volume of cardiac image data, a data acquisition system for acquiring the volume of cardiac image data, an image generation system for generating a viewable image from the volume of cardiac image data, a database for storing information from the data acquisition and image generation systems, an operator interface system for managing the medical scanner system, the data acquisition system, the image generation system, and the database, and a post-processing system for analyzing the volume of cardiac image data, displaying the viewable image and being responsive to the operator interface system. The operator interface system includes instructions for using the volume of cardiac image data and the viewable image for bi-ventricular pacing planning, atrial fibrillation procedure planning, or atrial flutter procedure planning.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19)



Octrooi Centrum  
Nederland

(11)

1024584

(12) C OCTROOI<sup>20</sup>

(21) Aanvraag om octrooi: 1024584

(51) Int.Cl.:

A61B5/05 (2006.01)

G06F19/00 (2006.01)

(22) Ingediend: 21.10.2003

(30) Voorrang:  
01.11.2002 US 10/065595(41) Ingeschreven:  
06.05.2004 I.E. 2004/07(47) Dagtekening:  
29.05.2006(45) Uitgegeven:  
01.08.2006 I.E. 2006/08

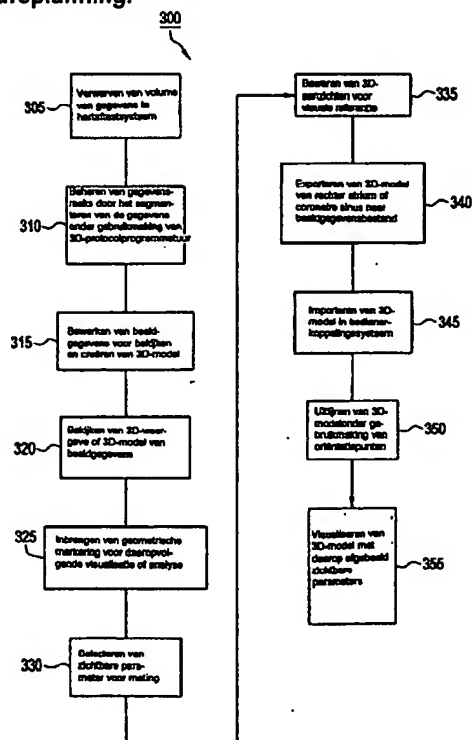
(73) Octrooihouder(s):  
GE Medical Systems Global Technology  
Company, LLC te Waukesha, Wisconsin,  
Verenigde Staten van Amerika (US).  
Jasbir S. Sra te Pewaukee, Wisconsin,  
Verenigde Staten van Amerika (US).

(72) Uitvinder(s):  
Darin R. Okerlund te Muskego, Wisconsin  
(US).  
Shankara B. Reddy te Cedarburg, Wisconsin  
(US).  
Jasbir S. Sra te Pewaukee, Wisconsin (US).

(74) Gemachtigde:  
Ir. H.V. Mertens c.s. te 2280 GE Rijswijk.

(54) Werkwijze en inrichting voor medische interventieprocedureplanning.

(57) Een beeldvormingssysteem (100) voor gebruik bij medische interventieprocedureplanning bevat een medische aftastinrichting (110) voor het genereren van een volume van hartbeeldgegevens, een gegevensverwervingssysteem (120) voor het verwerven van het volume van hartbeeldgegevens, een beeldopwekssysteem (140) voor het opwekken van een zichtbaar beeld uit het volume van hartbeeldgegevens, een gegevensbestand (130, 150) voor het opslaan van van de gegevensverwervings- en beeldopwekssystemen (140) afkomstige informatie, een bedienerkoppelingssysteem (160) voor het beheeren van het medische aftaststelsel (110), het gegevensverwervingssysteem (120), het beeldopwekssysteem (140) en het gegevensbestand (130, 150), en een nabewerkingssysteem (180) voor het analyseren van het volume van hartbeeldgegevens, het weergeven van het zichtbare beeld, welk nabewerkingssysteem reageert op het bedienerkoppelingssysteem (160). Het bedienerkoppelingssysteem (160) bevat instructies voor het gebruiken van het volume van hartbeeldgegevens en het zichtbare beeld voor bi-ventriculaire activeringsplanning, atriale fibrillatieprocedureplanning of atriale flutterprocedureplanning.



NL C 1024584

De inhoud van dit octrooi komt overeen met de oorspronkelijk ingediende beschrijving met conclusie(s) en eventuele tekening(en).

Octrooi Centrum Nederland is het Bureau voor de Industriële Eigendom, een agentschap van het ministerie van Economische Zaken

Korte aanduiding: Werkwijze en inrichting voor medische interventieprocedureplanning.

De uitvinding heeft in het algemeen betrekking op een beeldvormingssysteem en meer in het bijzonder op een werkwijze en een inrichting voor gebruik van het beeldvormingssysteem bij medische interventieprocedureplanning.

- 5 Medische diagnostische en beeldvormingssystemen zijn aanwezig in moderne gezondheidszorgfaciliteiten. Dergelijke systemen verschaffen gereedschappen van onschatbare waarde voor het identificeren, diagnostiseren en behandelen van fysieke aandoeningen en reduceren sterk de behoefte aan chirurgische diagnostische interventie.
- 10 In vele gevallen begint een einddiagnose en -behandeling slechts nadat een dienstdoende arts of radioloog conventionele onderzoeken met gedetailleerde beelden van relevante gebieden en weefsels via één of meer beeldvormingsmodaliteiten heeft afgerond.

- Medische diagnose en behandeling kan ook worden uitgevoerd
- 15 onder gebruikmaking van een interventieprocedure, zoals interventie bij falen van het hart door congestie (CHF). Er is geschat, dat ongeveer 6-7 miljoen mensen in de Verenigde Staten en Europa CHF hebben. Sommige patiënten met CHF ondervinden ook linker-bundelvertakingsblokkering (LBBB = left bundle branch block), hetgeen het
- 20 elektrische geleidingssysteem van het hart negatief beïnvloedt. Bij patiënten met CHF en LBBB resulteert vertraagde linker ventriculaire ejectie uit vertraagde ventriculaire depolarisatie, en bij aanwezigheid van LBBB is ventriculaire contractie asymmetrisch, hetgeen een ineffectieve contractie van de linkerventrikel veroorzaakt.
- 25 Hartersynchronisatietherapie, waarbij de rechter ventrikel (RV) en de linker ventrikel (LV) geactiveerd worden, is effectief gebleken bij het verbeteren van symptomen bij patiënten met CHF en LBBB. Eén huidige klinische behandeling voor deze aandoening is interventionele bi-ventriculaire activering, hetgeen met zich meebrengt: het positioneren
- 30 van RV en rechter atriaal(RA)leidingen, het positioneren van een mantel in de coronaire sinus (CS), het uitvoeren van een CS-angiogram om een geschikte vertakking voor de plaatsing van de LV-leiding af te bakenen, het plaatsen van de leiding voor LV-activering in de volgende of laterale vertakkingen van de CS, en het toevoeren van activerings-

signalen aan de RV- en LV-leidingen om de RV en LV voor synchronisatie gelijktijdig te activeren.

Interventionele bi-ventriculaire activeringstherapie kan een lange procedure met zich meebrengen, kan resulteren in niet-succesvolle leidingplaatsing in de CS als gevolg van de CS-anatomie, of de leiding zelf kan uit de CS losraken. In de meeste gevallen worden deze situaties slechts geïdentificeerd op het moment van de interventieprocedure, resulterend in het staken van de procedure of het plannen van een tweede procedure, waarin onder gebruikmaking van een chirurgische incisie de LV-leiding epicardiaal wordt geplaatst.

In één uitvoeringsvorm bevat een beeldvormingssysteem voor gebruik in medische interventieprocedureplanning een medisch aftaststelsel voor het genereren van een volume van hartbeeldgegevens, een gegevensverwervingssysteem voor het verwerven van het volume van hartbeeldgegevens, een beeldopweksysteem voor het genereren van een zichtbaar beeld uit het volume van hartbeeldgegevens, een gegevensbestand voor het opslaan van informatie uit de gegevensverwervings- en beeldopweksystemen, een bedienerkoppelingssysteem voor het beheren van het medische aftaststelsel, het gegevensverwervingssysteem, het beeldopweksysteem en het gegevensbestand, en een nabewerkingssysteem voor het analyseren van het volume van hartbeeldgegevens en het weergeven van het zichtbare beeld, welk nabewerkingssysteem reageert op het bedienerkoppelingssysteem. Het bedienerkoppelingssysteem bevat instructies voor het gebruik van het volume van hartbeeldgegevens en het zichtbare beeld voor bi-ventriculaire activeringsplanning, atriale fibrillatieprocedureplanning of atriale flutterprocedureplanning.

In een andere uitvoeringsvorm bevat een computersysteem voor gebruik in een medische interventieprocedure een gegevenspoort voor het ontvangen van van de medische interventieprocedure afkomstige sonde-informatie, een gegevensbestand voor het opslaan van uit een interventieprocedureplanningssessie verkregen informatie, een geheugen, dat instructies voor het beheren van de op de gegevenspoort ontvangen sonde-informatie en de in het gegevensbestand opgeslagen informatie omvat, een processor voor het analyseren van de informatie op de gegevenspoort in combinatie met de opgeslagen informatie in het gegevensbestand, een bedienerkoppelingssysteem voor het beheren van het geheugen en de processor, en een weergave, die reageert op de bedienerkoppeling voor het visualiseren van de informatie in het gegevensbestand in combinatie met de informatie op de gegevenspoort.

In een verdere uitvoeringsvorm bevat een werkwijze voor het genereren van een beeld voor gebruik in medische interventieprocedureplanning het verkrijgen van een volume van van een medische aftastinrichting verkregen hartbeeldgegevens, het beheren van het volume van  
5 hartbeeldgegevens via segmentatie, het bewerken van de hartbeeldgegevens voor het bekijken daarvan, het bekijken van de hartbeeldgegevens in een zichtbaar beeld, het inbrengen van een geometrische markering in het volume van hartbeeldgegevens op een anatomisch oriëntatiepunt voor daaropvolgende visualisatie, analyse en registratie, het selecte-  
10 ren van een zichtbare parameter in reactie op de geometrische markering op het anatomische oriëntatiepunt, en het bewaren van een zichtbaar beeld, een anatomisch oriëntatiepunt of een gemeten zichtbare parameter in een beeldgegevensbestand.

In een andere uitvoeringsvorm bevat een werkwijze voor het ge-  
15 bruiken van een volume van hartbeeldgegevens tijdens een medische interventieprocedure het uit een beeldgegevensbestand terughalen van een procedureplanningsbeeld, het bekijken van het procedureplanningsbeeld, het in een bloedvat van een patiënt aanbrengen van een sonde tijdens de interventieprocedure, het identificeren van een oriëntatiepunt van  
20 het gesondeerde bloedvat van de interventieprocedure, het uitlijnen van het coördinaatsysteem van de interventieprocedure met het coördinaatsysteem van het procedureplanningsbeeld en het weergeven van het procedureplanningsbeeld in reactie op de positie van de aangebrachte sonde voor het direct in de tijd uitvoeren van een bloedvatvolgproce-  
25 dure op het gesondeerde bloedvat.

Er wordt nu verwezen naar de figuren, welke figuren uitvoeringsvormen tonen, en waarin gelijke elementen met gelijke verwijzingscijfers zijn aangeduid.

Fig. 1 toont een gegeneraliseerd schema van een beeldvormings-  
30 systeem voor gebruik in medische interventieprocedureplanning;

fig. 2 toont een gegeneraliseerd stroomschema van een proces voor het tot stand brengen van een uitvoeringsvorm van de uitvinding onder gebruikmaking van het beeldvormingssysteem van fig. 1;

fig. 3 toont een stroomschema van een proces voor het automa-  
35 tisch tot stand brengen van de dynamische segmentatiedrempelwaarde voor bloedvatvolging van de coronaire sinus voor arteriële en veneus-fase contrast-verbeterde onderzoeken volgens een uitvoeringsvorm van de uitvinding;

fig. 4 toont een stroomschema van een proces voor het gebruiken van de werkwijze en de inrichting van een uitvoeringsvorm van de uitvinding tijdens een interventieprocedure;

fig. 5 toont een insluitbaar aanzicht van de coronaire sinus, voortkomend uit het rechter atrium, gegenereerd volgens een uitvoeringsvorm van de uitvinding; en

fig. 6 toont een insluitbaar aanzicht in de coronaire sinus nabij de doorsnijding van de coronaire sinus en de circumflex, gegenereerd volgens een uitvoeringsvorm van de uitvinding.

10 Een gedetailleerde beschrijving van een uitvoeringsvorm van de uitvinding wordt hierna bij wijze van toelichting en niet bij wijze van beperking onder verwijzing naar fig. 1-3 gepresenteerd.

Fig. 1 toont een gegeneraliseerd schema van een beeldvormingssysteem 100 voor gebruik in medische interventieprocedureplanning, zoals bijvoorbeeld bi-ventriculaire procedureplanning, atriale fibrillatieprocedureplanning, of atriale flutterprocedureplanning. Het beeldvormingssysteem 100 bevat: een medisch aftaststelsel 110 voor het genereren van hartbeeldgegevens, zoals bijvoorbeeld beeldgegevens van het rechter atrium en de coronaire sinus, een gegevensverwervingssysteem 120 voor het verwerven van de hartbeeldgegevens uit het medische aftaststelsel 110, een verwervinggegevensbestand 130 voor het opslaan van de van het gegevensverwervingssysteem 120 afkomstige hartbeeldgegevens, een beeldopwekssysteem voor het genereren van een zichtbaar beeld uit de in het verwervingsgegevensbestand 130 opgeslagen hart-  
25 beeldgegevens, een beeldgegevensbestand 150 voor het opslaan van het van het beeldopwekssysteem 140 afkomstige zichtbare beeld, een bedienerskoppelingssysteem 160 voor het beheeren van het medische aftaststelsel 110 en de hartbeeldgegevens en het zichtbare beeld in de gegevensbestanden 130, 150, die tot één gegevensbestand gecombineerd kunnen zijn, en een nabewerkingssysteem 180 voor het analyseren en weer-  
30 geven van het zichtbare beeld in het gegevensbestand 150, welk nabewerkingssysteem reageert op het bedienerskoppelingssysteem 160. Nabewerkingsprogrammatuur in het nabewerkingssysteem 180 bevat instructies en is daardoor ingericht om gegevens te analyseren en beelden weer te  
35 geven, waardoor het nabewerkingssysteem 180 van een algemene nabewerkingsinrichting in een gespecialiseerde nabewerkingsinrichting is omgezet. Aftastgegevens, die in staat zijn om in een zichtbaar beeld omgezet te worden, worden hierna met de term beeldgegevens aangeduid.

Systeemcommunicatieverbindingen 210, 212, 216, 218 en gegevensbestandcommunicatieverbindingen 220, 222 verschaffen een middel voor signaalcommunicatie onder en tussen de systemen 110, 120, 140, 160, 180 en de gegevensbestanden 130, 150. De communicatieverbindingen 210-  
5 222 kunnen bedrade of draadloze verbindingen zijn. Het bedienerkoppelingssysteem 160 kan een alleenstaande ingangs/uitgangsaansluiting zijn of een computer, die instructies in een verscheidenheid aan computertalen voor gebruik op een verscheidenheid aan computerplatforms, zoals bijvoorbeeld DOS<sup>TM</sup>-gebaseerde computersystemen, Apple<sup>TM</sup>-gebaseerde  
10 computersystemen, Windows<sup>TM</sup>-gebaseerde computersystemen, HTML-gebaseerde computersystemen of dergelijke, bevat.

Het bedienerkoppelingssysteem 160 bevat een processor 170, zoals bijvoorbeeld een microprocessor, voor het beheren van het medische aftaststelsel 110, voor het beheren van de gegevensverwervings- en  
15 beeldopweksystemen 120, 140, voor het verwerken en beheren van de informatie in de verwervings- en beeldgegevensbestanden 130, 150, en voor het beheren van de nabewerking in het nabewerkingssysteem 180. Het bedienerkoppelingssysteem 160 bevat ook: een geheugen 200, dat specifieke instructies met betrekking tot een bi-ventriculaire hartac-  
20 tiveringingsplanningsprocedure bevat, een gebruikerinvoermiddel, zoals bijvoorbeeld een toetsenbord 162, en een gebruikeruitvoermiddel, zoals bijvoorbeeld weergaven 164, 166. De weergave 164 kan ingericht zijn voor onderzoeksvoorschrijving en de weergave 166 kan ingericht zijn voor visualisatie. Eventueel kunnen de weergaven 164 en 166 tot één  
25 weergave geïntegreerd zijn. Onderzoeksvoorschrijving bevat ingangsparameters als: definitie van aftasting of gebied van aftasting, gegevensverwervingsbesturing, aftastbeeldbesturing en dergelijke. Het bedienerkoppelingssysteem 160 kan ook tijdens een actuele interventieprocedure worden gebruikt om de interventieprocedureplanningsbeelden  
30 en directe interventieprocedurebeelden beide weer te geven, zoals hieronder wordt toegelicht. Tijdens een actuele medische interventieprocedure aanvaardt de gegevenspoort 205 van een medische sonde, zoals bijvoorbeeld een katheter, afkomstige informatie om daardoor interventieprocedureplanningsgegevens op een directe wijze tijdens de actuele  
35 interventieprocedure te kunnen analyseren.

Het medische aftaststelsel 110 bevat een elektrocardiogram-(EKG)monitor 112, die R-piekgebeurtenissen 114, die in het algemeen het begin van een hartcyclus afbakenen, via een koppelingsplaat 116 aan een aftastinrichting 118 afgeeft. De koppelingsplaat 116 maakt

synchronisatie tussen de aftastgegevens en de EKG-monitoregegevens mogelijk. Eventueel kan de koppelingsplaat 116 worden gebruikt om de EKG-monitor 112 aan de aftastinrichting 118 te koppelen. Een voorbeeld van een koppelingsplaat 116 is een Portaal-koppelingsplaat. De voor-  
5 beeldaftastinrichting 118 is een hartcomputertomografie(CT)systeem met ondersteuning voor hartbeeldvorming, de weergegeven aftastinrichting 118 is echter alleen voor voorbeelddoeleinden bedoeld; andere in de techniek bekende beeldvormingssystemen kunnen eveneens worden gebruikt. Voorbeelden van andere beeldvormingssystemen bevatten, doch  
10 zijn daartoe niet beperkt, röntgenstralingssystemen (bevattende zowel conventionele als digitale of gedigitaliseerde beeldvormingssystemen), magnetische-resonantie(MR)systemen, positronemissietomografie(PET)-systemen, ultrageluidssystemen, nucleaire medische systemen, en 3D-fluoroscopiesystemen. Het medische aftastsysteem 110 bevat ook EKG-ge-  
15 poorte verwerving of beeldreconstructie 135 mogelijkheden om het hart vrij van beweging, typisch in zijn diastolische fase, af te beelden. Het medische aftastsysteem 110 bevat verder schakelingen voor het verwerven van beeldgegevens en voor het omzetten van de gegevens in een bruikbare vorm, die vervolgens wordt bewerkt om een gereconstrueerd  
20 beeld van van belang zijnde kenmerken in de patiënt te creëren. De beeldgegevensverwervings- en -bewerkingsschakeling wordt dikwijls met "aftastinrichting" aangeduid, ongeacht het type beeldvormingssysteem, omdat enige vorm van fysische of elektronische aftasting dikwijls in het beeldvormingsproces optreedt. De bijzondere componenten van het  
25 systeem en de bijbehorende schakelingen verschillen sterk tussen verschillende beeldvormingssystemen als gevolg van de verschillende fysische eisen en gegevensbewerkingseisen van de verschillende systemen. Het zal echter duidelijk zijn, dat de uitvinding toegepast kan worden ongeacht de keuze van een bepaald beeldvormingssysteem.

30 Door de aftastinrichting 118 worden gegevens afgegeven aan het subsysteem 230, dat programmatuur bevat om gegevensverwerving in het gegevensverwervingssysteem 120 en beeldopwekking in het beeldopwekssysteem 140 uit te voeren. Gegevensbesturing wordt verschaft door middel van het bedienerkoppelingssysteem 160 of in het subsysteem 230 via de  
35 communicatieverbinding 212. De door de aftastinrichting 118 afgegeven gegevens, bevattende R-piekgebeurtenissen 114, worden opgeslagen in het verwervingsgegevensbestand 130. De gegevensverwerving in het systeem 120 wordt uitgevoerd volgens één of meer verwervingsprotocollen, die voor het afbeelden van het hart en in het bijzonder voor het af-



beelden van het rechter atrium en/of de coronaire sinus zijn geoptimaliseerd. De beeldopwekking in het systeem 140 wordt onder gebruikmaking van één of meer geoptimaliseerde 3D-protocollen voor geautomatiseerde beeldsegmentatie van de CT-beeldgegevensreeks uitgevoerd, ten-  
5 einde daardoor een beeld van het inwendige oppervlak van het rechter atrium en/of coronaire sinus te verschaffen.

Van het beeldopweksysteem 140 afkomstige beeldgegevens worden via de verbinding 212 gecommuniceerd naar het bedienerkoppelingssysteem 160. De door programmatuur in het bedienerkoppelingssysteem 160  
10 voor onderzoeksvoorschrijving en visualisatie gebruikte beeldgegevens worden opgeslagen in het beeldgegevensbestand 150. De beeldgegevens kunnen gearchiveerd 167, op film 168 geplaatst of via een netwerk 169 naar het nabewerkingssysteem 180 voor analyse en beoordeling, bevattende 3D-nabewerking, gezonden worden. De in het nabewerkingssys-  
15 teem 180 gebruikte nabewerkingsprogrammatuur voert segmentatie van hartbeeldvolumegegevens uit om relevante substructuren, zoals het rechter atrium en coronaire-sinusbloedvat, een subvolume of 3D-model van de substructuur definiërend, te onttrekken. De nabewerkingsprogrammatuur verschaft ook 3D-weergaven, bevattende insluitbare (of na-  
20 vigator-) aanzichten, dat wil zeggen, visualisatie vanaf de binnenzijde van het rechter atrium en de coronaire sinus. Deze bijzondere aanzichten kunnen in een 3D-weergavebestand 182 worden bewaard en een geometrisch model van deze structuren en substructuren kan in een 3D-modelbestand 184 worden bewaard, welke bestanden in beeldge-  
25 gevensbestand 150 worden bewaard, en kunnen door de bediener van een bedienerkoppelingssysteem 160 tijdens de medische planning van de interventieprocedure of tijdens de interventieprocedure zelf worden bekeken, zoals in combinatie met een projectiebeeld tijdens een 3D-fluoroscopieprocedure, die als alternatief als een interventiebeeld  
30 wordt aangeduid. In het geval van de coronaire sinus is het inwendige bloedvatoppervlak duidelijk gedefinieerd in 3D-weergave 182 en 3D-model 184. Het 3D-model 184 kan anatomische of geometrische oriëntatiepunten, zoals bijvoorbeeld het rechter atrium, de coronaire sinus of thebesiaanklep, bevatten, welke oriëntatiepunten ge-  
35 bruikt kunnen worden voor 3D-uitlijning van het 3D-model 184 met het coördinaatsysteem van de respectieve anatomische structuren, die op het bedienerkoppelingssysteem 160 worden bekeken tijdens een interventieprocedure, teneinde daardoor gelijktijdig gebruik van het 3D-model 184 tijdens een volgende interventieprocedure, zoals met een pro-

jectiebeeld tijdens een 3D-fluoroscopieprocedure, mogelijk te maken. Het op de anatomische structuren, zoals deze tijdens een interventie-procedure worden bekeken, betrekking hebbende coördinaatsysteem wordt met interventiecoördinaatsysteem aangeduid. Het 3D-model 184 kan in  
5 één van verschillende formaten worden geëxporteerd: geometrisch draadgaasmodel; een massief geometrisch model; een reeks van contouren behorende bij elke beeldplak; een gesegmenteerd volume van binaire beelden; een run-lengte gecodeerd binair segmentatiemasker (waarin een segmentatiemasker representatief is voor de locatie van van belang  
10 zijnde voxels); of een medisch digitaal beeldvormingsobject, dat een stralingstherapie (RT) objectstandaard of soortgelijk object gebruikt. Ook kunnen andere in de techniek bekende formaten worden gebruikt om de 3D-modellen 184 op te slaan en te exporteren. Bovendien kan de bediener de 3D-weergave en het model 182, 184 op een weergave 186 bekijken.  
15 ken. De 3D-weergaven kunnen 3D-camerainformatie (bijvoorbeeld 3D-positie, kijkhoeken en kijkvector) bevatten, welke informatie de wijze specificeert waarop het interventiesysteem het 3D-model in dezelfde oriëntatie kan weergeven. In een andere uitvoeringsvorm zou het bedienerskoppelingssysteem 160 de functies van het nabewerkingssysteem 180  
20 kunnen bevatten. In nog een andere uitvoeringsvorm kan de weergave 186 met de weergaven 164 en 166 geïntegreerd zijn.

De programmatuur van het nabewerkingssysteem 180 bevat analytische methoden voor het uitvoeren van een bloedvatvolgwerking, die de gebruiker van het bedienerskoppelingssysteem 160 de mogelijkheid biedt  
25 van het analyseren en bekijken van verschillende parameters van de coronaire sinus, of van belang zijnde bloedvat, welke parameters omvatten: de diameter en de weglengte van het bloedvat of bloedvatsegment, de significante vertakkingen van het bloedvat, de mate van kromming (de mate van buiging) van het bloedvat en de mate van verstopping in  
30 het bloedvat. De mogelijkheid om een bloedvatvolgwerking volgens een uitvoeringsvorm van de uitvinding uit te voeren verschaft de bediener de mogelijkheid van het uitvoeren van een analytisch onderzoek tijdens de bi-ventriculaire activeringsplanningsprocedure zonder het fysiek inbrengen van een analytische sonde in het lichaam van de patiënt. De  
35 nabewerkingsprogrammatuur gebruikt bovendien bekende 3D-modelmanipulatie technieken, zoals rotatie en isometrische aanzichten, om de bediener in staat te stellen het 3D-model van bijvoorbeeld de CS of zijn vertakkingen te visualiseren in verschillende vlakken, zoals dwarsdoorsnede-aanzichten (waarbij het vlak loodrecht staat op een op de

middenlijn van het bloedvat gepositioneerde richtingsvector) en langsdoorsnede-aanzichten (waarbij het vlak evenwijdig is aan het bloedvat en een segment van het bloedvat bevat). De nabewerkingsprogrammatuur verschaft ook "warped" aanzichten van de CS, die een gekromd geherformateerd aanzicht (waarin de bloedvatvolgwerkingsinformatie op een enkel aanzicht wordt geprojecteerd) en een "lumenaanzicht" (waarin het bloedvat recht gemaakt is en in één plak voor meet/analyse doeleinden is weergegeven) bevatten. De nabewerkingsprogrammatuur voor bloedvatvolgwerking bevat ook de mogelijkheid van het plaatsen van een geometrische markering op de middenlijn van de CS en het uitvoeren van vectoriële volgwerking in het bloedvat langs de middenlijn van het bloedvat.

De nabewerkingsprogrammatuur bevat ook een algoritme voor het automatisch aanpassen van de bij bloedvatvolgwerkingssegmentatie gebruikte dynamische segmentatiedrempelwaarde, zodat de coronaire sinus voor zowel arteriële en veneus-fase contrast-verbeterde studies kan worden gevolgd. Aangezien de intensiteit van de voxels in de coronaire sinus lager zullen zijn voor beelden uit een arteriële-fase gegevensverwerving, als gevolg van de invloed van bloed op de beeldintensiteit, dient de segmentatiedrempelwaarde op correcte wijze aangepast te worden om een correcte segmentatiebeeldvorming te verkrijgen. Beeldhelderheid wordt vastgesteld voorafgaande aan segmentatie en in overeenstemming met de aanwezigheid van een arteriële of veneus-fasestudie. De mogelijkheid van de nabewerkingsprogrammatuur om automatisch te onderscheiden tussen de verschillende beeldcontrasten van een arteriële of veneus-fasestudie wordt met contrast-verbeterde segmentatieanalyse aangeduid, zoals hieronder onder verwijzing naar fig. 3 wordt toegelicht.

Nu verwijzend naar fig. 2, toont een stroomschema een voorbeeldproces 300, waarbij op een hart-CT gecreëerde beeldgegevens worden gebruikt voor medische interventieplanning en meer in het bijzonder voor bi-ventriculaire activeringsplanning. Het voorbeeldproces 300 kan in samenhang met het gebruik van het beeldvormingssysteem 100 worden toegepast.

Het proces 300 begint in stap 305, waarin een volume van gegevens in de hart-CT-aftastinrichting 118 wordt verkregen onder gebruikmaking van een protocol, dat voor het rechter atrium en/of de coronaire sinus is geoptimaliseerd. Een voorbeeld van een te gebruiken protocol is een bloedvatbeeldvormingsprotocol, dat een schroefvormige-

- aftastingverwervingstechniek met gepoorte reconstructie gebruikt. In een voorbeelduitvoeringsvorm kunnen door het bloedvatbeeldvormingsprotocol gebruikte parameters Poortaal-perioden van 0,5 seconde met 0,375 schroefvormige pitchfactoren onder gebruikmaking van een enkele- of
- 5 meervoudige-sectorhartreconstructie bevatten. Parameters kunnen ook 120 kV, 250 mA en 1,25 mm beelddikte op een meervoudige-plak CT-aftastinrichting bevatten. De opwekking van een volume van gegevens wordt bewerkstelligd door het combineren van vele sequentiële tijdsplakken van afgetaste gegevens.
- 10 In stap 310 wordt het beheer van de beeldgegevensreeks bewerkstelligd door het segmenteren van de gegevens onder gebruikmaking van nabewerkingsprogrammatuur, die een voor het onttrekken van gegevens met betrekking tot het inwendige oppervlak van het rechter atrium en/of de coronaire sinus ontworpen 3D-protocol bevat. De segmentatie
- 15 van de uit een gegevensreeks afkomstige gegevens verwijst naar de onttrekking van een specifiek gedeelte van de gegevensreeks, dat betrekking heeft op een van belang zijnd anatomisch oriëntatiepunt, zoals bijvoorbeeld het rechter atrium, de coronaire sinus, of een externe anatomische markering (bijvoorbeeld een buiten de patiënt gelegen mar-
- 20 kering). Een door een bediener via een bedienerkoppelingssysteem 160, toegelicht onder verwijzing naar fig. 1, ingevoerd signaal verschaft de noodzakelijke informatie met betrekking tot de wijze waarop de gegevensreeks in overeenstemming met een rechter-atrium- of coronaire-sinusalgoritme beheerd dient te worden. In een voorbeelduitvoerings-
- 25 vorm kunnen nabewerkingsprogrammatuurfuncties bloedvatvolgwerkingsanalyse en de keuze van beeldhelderheidsdrempelwaarden bevatten. Het gegevensbeheerproces kan in stap 310 één of meer van de bediener afkomstige wachtrijen vereisen, gedurende welke tijd de bediener door het proces heen kan gaan. Deze wachtrijen bevatten typisch bijvoorbeeld
- 30 het aanbrengen van een punt in de oorsprong van de CS en aan het distale einde van elke vertakking van de CS om bloedvatvolgwerking te vergemakkelijken. Het 3D-protocol bevat standaardaanzichten voor het afgetaste voorwerp en standaardbewerkingsstappen, die op de beeldgegevens uitgevoerd kunnen worden, teneinde daardoor een geautomatiseerde
- 35 procedure voor 3D-segmentatie, visualisatie, analyse en exporteren te verschaffen. Het gebruik van het geautomatiseerde proces wordt in het bedienerkoppelingssysteem 160 beheerd, in welk systeem een bediener de te volgen geschikte geautomatiseerde procedure selecteert, bijvoor-

beeld met betrekking tot het feit of het rechter atrium danwel de coronaire sinus geanalyseerd dient te worden.

In stap 315 wordt een bewerking van de beeldgegevens voor het bekijken daarvan uitgevoerd en wordt een 3D-model gecreëerd.

- 5        In stap 320 wordt het rechter atrium en/of coronaire sinus be-  
keken of gevisualiseerd onder gebruikmaking van meer-vlaks volume-  
herformattering (MPVR), Maximum Intensiteit Projectie (MIP), 3D-op-  
pervlakweergave, of volumeweergave (VR), die een insluitbaar aan-  
zicht kunnen bevatten (d.w.z., een aanzicht vanaf de binnenzijde).
- 10 Een verscheidenheid aan 3D-programmatuurpakketten is beschikbaar  
voor hartvolumeanalyse en hartbeeldkwaliteitsanalyse.

- In stap 325 plaatst de bediener een geometrische markering,  
zoals bijvoorbeeld een bol, in het volume op een anatomisch oriënta-  
tiepunt voor daaropvolgende visualisatie of analyse. Meerdere geome-  
15 trische markeringen en geometrische oriëntatiepunten kunnen tegelij-  
kertijd geplaatst en gevisualiseerd worden. De geometrische oriënta-  
tiepunten kunnen gevisualiseerd worden in een ander kleurschema dan  
het inwendige oppervlak van bijvoorbeeld een anatomisch oriëntatie-  
punt, de coronaire sinus. Eventueel kunnen geometrische markeringen  
20 in het volume op de geometrische oriëntatiepunten worden geplaatst  
en kan de coronaire sinus gevisualiseerd worden op een doorschijnen-  
de wijze, waarbij de geometrische oriëntatiepunten op een ondoor-  
schijnende wijze worden bekeken. Verder kunnen verschillende geome-  
trische markeringspunten gebruikt worden om verschillende anatomi-  
25 sche oriëntatiepunten te identificeren, waardoor het mogelijk is om  
meerdere volumes met verschillende maten van doorschijnendheid weer  
te geven. Bijvoorbeeld kan een model van het hart op een doorschijnen-  
de wijze worden weergegeven en kan een model van de CS op een ondoor-  
schijnende wijze worden weergegeven, teneinde het daardoor mogelijk te  
30 maken, dat de CS in de context van het gehele hart kan worden bekeken.  
Een volumeweergavegereedschap, zoals het eerder onder verwijzing naar  
stap 315 beschreven gereedschap, kan gebruikt worden om deze stap uit  
te voeren. In een voorbeelduitvoeringsvorm van de uitvinding zal de  
bediener stapsgewijs door de visualisatie- en oriëntatiepuntidentifi-  
35 catieprocedure worden geleid.

In stap 330 selecteert de bediener een zichtbare parameter om  
gemeten of bekeken te worden, zoals bijvoorbeeld de diameter van de  
coronaire sinus, de weglengte van de coronaire sinus, het bekijken van  
belangrijke vertakkingen van de coronaire sinus, de kwantificatie van

de kromming (de mate van buiging) van de coronaire sinus en de kwantificatie van de mate van verstopping, vernauwing, in de coronaire sinus door middel van het selecteren van een bij een in stap 325 ingevoerd anatomisch oriëntatiepunt behorende geometrische markering, waarbij de  
5 nabewerkingsprogrammatuur vervolgens de geselecteerde parameter berekent en een weergave van de meting of het aanzicht verschaft. Geschikte 3D-weergaven voor deze analyse bevatten gekromde herformatterings- en lumenaanzichten.

In stap 335 worden specifieke 3D-modellen of -weergaven (3D-  
10 aanzichten), die voor visuele referentie tijdens de medische interventieprocedureplanning gevraagd worden, bewaard. Dergelijke 3D-aanzichten kunnen een zichtbaar hartbeeld, een anatomisch oriëntatiepunt of een gemeten zichtbare parameter bevatten. De 3D-aanzichten kunnen op een verscheidenheid aan manieren, bevattende medische digitale beeld-  
15 vormingsbeelden met industriestandaard, op film of in een multimedia-formaat worden bewaard. Deze 3D-aanzichten kunnen bovendien gemengd worden met het projectiebeeld op een fluoroscopiesysteem. Een fluoroscopiesysteem kan het positioneren van een röntgenstraalbuis in een nauwkeurige oriëntatie ten opzichte van de patiënt en een detector aan  
20 de andere zijde van de patiënt bevatten om directe röntgenstralingsbeelden te verkrijgen. De juiste oriëntatie is gebaseerd op de 3D-kijkhoeken, die tijdens de nabewerkingsanalyse worden bepaald, waarbij de kijkhoekoriëntatie-informatie in de 3D-weergaven of in het 3D-model zelf is gespecificeerd. Een fluoroscopiesysteem is een voorbeeld van  
25 één wijze om een katheter tijdens een procedure te geleiden.

In stap 340 wordt een 3D-model van het rechter atrium en/of de coronaire sinus onder gebruikmaking van een formaat naar keuze geëxporteerd naar een beeldgegevensbestand. Mogelijke formaten bevatten: een geometrisch draadgaasmodel; een massief geometrisch model;  
30 een reeks van contouren behorende bij elke beeldplak; een gesegmenteerd volume van binaire beelden; een run-lengte gecodeerd binair segmentatiemasker; en een medisch digitaal beeldvormingsobject, zoals het stralingstherapie medische digitale beeldvormingsobject, dat wordt gebruikt onder industriestandaarden voor stralingstherapie  
35 medische digitale beeldvorming. In een voorbeelduitvoeringsvorm worden alle niet-relevante gegevens in de binaire beelden op nul ingesteld en bevat het gesegmenteerde volume van binaire beelden slechts de niet-nulinformatie. De waarde van de voxels correspondeert met CT-verzwakking, en de dichtheid van een weefsel, uitge-

drukt in Houndsfield-eenheden, vormt het gesegmenteerde volume van binaire beelden. In een andere uitvoeringsvorm specificiert een binair segmentatiemasker de locatie van alle relevante voxels binnen het oorspronkelijke volume zelf.

5           In stap 345 wordt het geëxporteerde 3D-model in het bedienerkoppelingssysteem ingevoerd.

          In stap 350 wordt het 3D-model 184 uitgelijnd met de corresponderende oriëntatiepunten, die in stap 325 werden geïdentificeerd. Het 3D-model 184 kan in het coördinaatsysteem van het bedienerkoppelingssysteem worden uitgelijnd onder gebruikmaking van starre of niet-  
10   starre uitlijntechnieken. Een starre uitlijntechniek vereist typisch de identificatie van ten minste drie anatomische oriëntatiepunten, terwijl een niet-starre uitlijntechniek de identificatie van meer dan drie anatomische oriëntatiepunten kan vereisen. Met een starre uitlij-  
15   ning kan het 3D-model 184 getransleerd of geroteerd worden tijdens een interventieprocedure om in overeenstemming gebracht te worden met geplaatste oriëntatiepunten, die door het interventiesysteem weergegeven of geïdentificeerd worden. Ook kunnen aanvullende oriëntatiepunten gebruikt worden zodat een transformatie van de beste passing (in de zin  
20   van een gemiddelde gekwadrateerde fout) wordt berekend. De middenlijn voor bloedvatvolgwerking, bijvoorbeeld nabij het ostium van de CS, kan bovendien gebruikt worden om de uitlijning van het 3D-model in het coördinaatsysteem van het interventiesysteem te vergemakkelijken. Met een niet-starre uitlijning kan het 3D-model 184 ook gestrekt en krom-  
25   getrokken worden.

          In stap 355 wordt het model verder via het bedienerkoppelingssysteem gevisualiseerd en worden selecteerbare zichtbare parameters op het model afgebeeld. De hierboven beschreven uitvoeringsvorm verwijst naar één 3D-model. Deze uitvoeringsvormen zou echter uitgebreid kunnen  
30   worden tot elk aantal 3D-modellen, die door het hartbeeldvormingssysteem zijn geëxporteerd en geïmporteerd in het bedienerkoppelingssysteem.

          Er wordt nu verwezen naar fig. 3, waarin een stroomschema van een proces 370 voor het automatisch tot stand brengen van de dynamische segmentatiedrempelwaarde voor bloedvatvolgwerking van de coronaire sinus voor zowel arteriële als veneus-fase contrast-verbeterde studies volgens een uitvoeringsvorm van de uitvinding is weergegeven. Het algoritme van fig. 3 is opgenomen in de nabewerkingsprogrammatuur van het nabewerkingssysteem 180.

Het proces 370 begint in stap 375, waarin de CT-volumegegevens (volume van hartbeeldgegevens) van de oorspronkelijke procedureplanning uit het beeldgegevensbestand 150 worden ontvangen. In stap 380 wordt er door middel van een vergelijkende meting, beeldkopinformatie of een gebruikersinvoer bepaald of er sprake is van een arteriële of een veneus-fase contraststudie.

Indien er sprake is van een veneus-fase contraststudie gaat de proceslogica verder naar stap 385, waarin het volume van gegevens eerst wordt gefilterd om de bloedpoelen van de hartkamer te verwijderen. In stap 390 wordt de gebruiker gevraagd naar bloedvatvolgwerkingspunten, zoals bijvoorbeeld een punt op de bron van de CS en één of meer distale punten. In stap 395 voert de nabewerkingsprogrammatuur een bloedvatvolgwerkingsprocedure op de CS uit onder gebruikmaking van hierin toegelichte bloedvatvolgwerkwijzen. In stap 400 wordt het gevulde CS gevisualiseerd onder gebruikmaking van bijvoorbeeld een gekromde herformattering, een lumenaanzicht of een navigatorsaanzicht. In stap 405 wordt het eerder in stap 385 verwijderde rechter atrium optioneel teruggewonnen voor verdere visualisatie en analyse. In stap 410 worden metingen op het bloedvat of bloedvatsegment uitgevoerd en worden desgewenst modelgegevens geëxporteerd.

Indien er in stap 380 sprake is van een arteriële-fase contraststudie gaat de proceslogica verder naar stap 415, waarin door middel van bijvoorbeeld een gebruikersinvoer wordt bepaald of een volgwerking van hoge kwaliteit uitgevoerd dient te worden. Indien geen volgwerking van hoge kwaliteit uitgevoerd dient te worden, gaat de proceslogica verder naar stap 420, waarin een lage-intensiteitsdrempelwaarde voor CS-volgwerking wordt geselecteerd. Na stap 420 gaat de proceslogica verder naar het blok van stap 385 en gaat de proceslogica verder zoals hierboven is toegelicht.

Indien er in stap 415 wordt bepaald, dat een volgwerking van hoge kwaliteit uitgevoerd dient te worden, gaat de proceslogica verder naar stap 425, waarin het volume van gegevens eerst wordt gefilterd om de hartkamerbloedpoelen te verwijderen. In stap 430 wordt de gebruiker naar bloedvatvolgwerkingspunten voor de coronaire slagaders gevraagd, zoals bijvoorbeeld een punt op de bron van de linker hoofdslagader en eventueel één of meer distale punten voor LAD en LCx. In stap 435 voert de nabewerkingsprogrammatuur een bloedvatvolgwerkingsprocedure op de coronaire slagaders uit onder gebruikmaking van de hierin toegelichte bloedvatvolgwerkwijzen. In stap 440 worden coronaire slagaders



met hoge intensiteit uit het volume verwijderd. Na stap 440 gaat de proceslogica verder naar het blok van stap 390 en van hieruit gaat de proceslogica verder zoals hierboven is toegelicht.

Zoals hierboven is toegelicht en in het algemeen in het stroom-  
5 schema 450 van fig. 4 is weergegeven, kan het tijdens een interventie-  
planningsprocedure vastgelegde volume van hartbeeldgegevens van een  
patiënt teruggewonnen, weergegeven en tijdens een op de patiënt uitge-  
voerde interventieprocedure gebruikt worden. Tijdens de interventie-  
procedure wordt een sonde, zoals een katheter in de coronaire sinus  
10 van de patiënt ingebracht en deze wordt gebruikt om de bloedvatvolg-  
werking van het coronaire-sinusmodel te besturen. Om deze directe  
bloedvatvolgwerking te bewerkstelligen, wordt eerst een volume van  
hartbeeldgegevens uit de interventieplanningsprocedure uit het beeld-  
gegevensbestand teruggehaald 460 en vervolgens gesegmenteerd (om bij-  
15 voorbeeld de coronaire sinus weer te geven) en weergegeven 470. Ver-  
volgens wordt een katheter in de coronaire sinus van de patiënt inge-  
bracht 480 en wordt een oriëntatiepunt, zoals de oorsprong van de co-  
ronaire sinus, uit de interventieprocedure geïdentificeerd 490, ten-  
einde daardoor uitlijning 500 van de twee coördinaatsystemen (d.w.z.,  
20 de coördinaatsystemen van de interventieprocedureplanning en de inter-  
ventieprocedure) mogelijk te maken. De uitlijning 500 bevat midden-  
lijnuitlijning, waarbij de middenlijn van een bloedvat, zoals bijvoor-  
beeld de CS, als een geometrisch oriëntatiepunt kan worden gebruikt.  
Na uitlijning kan het procedureplanningsbeeld (bijvoorbeeld inslui-  
25 tingsaanzicht van de coronaire sinus) worden weergegeven 510 in reac-  
tie op de positie van de toegepaste sonde, teneinde daardoor een di-  
recte bloedvatvolgwerking van de coronaire sinus mogelijk te maken.  
Tijdens de directe bloedvatvolgwerkinginterventieprocedure kan ook de  
locatie van de punt van de katheter tezamen met het procedureplan-  
30 ningsbeeld worden weergegeven, onder gebruikmaking van een insluitbaar  
aanzicht, een navigatieaanzicht, een volumeweergaveaanzicht, of elk  
ander hierin toegelicht aanzicht, teneinde daardoor directe navigatie  
in het bloedvat (bijvoorbeeld de coronaire sinus) te bevorderen. De  
projectie van het 3D-beeld, dat de huidige katheterlocatie bevat, kan  
35 op het 3D-fluoroscopiebeeld onder dezelfde kijkhoek worden geprojec-  
teerd en daarmee gecombineerd.

Er wordt nu verwezen naar fig. 5 en 6 waarin een navigatoraan-  
zicht van de oorsprong van de CS 240 vanuit de RA respectievelijk een  
navigatoraanzicht in de CS 240 nabij de doorsnijding van de CS en de

circumflex zijn weergegeven. Fig. 5 en 6 representeren slechts twee gevallen van een aantal tijdens een bloedvatvolgwerkingsanalyse gecreëerde beelden, die volgens een uitvoeringsvorm van de uitvinding op de volgende wijze werden gegenereerd. Onder gebruikmaking van het

5 beeldvormingssysteem 100 van fig. 1 werd door het medische aftastsysteem 110 onder gebruikmaking van het hieronder toegelichte verweringsprotocol een volume hartbeeldgegevens verworven 305. De beeldgegevens werden vervolgens gesegmenteerd 310 om daaruit de CS 240 te onttrekken en vervolgens bewerkt 315 voor het creëren van een 3D-model

10 en het bekijken daarvan. De bloedvatvolgwerking van de CS 240 werd volgens het proces van fig. 3 bewerkstelligd, welk proces de noodzakelijke stappen voor een geschikte bloedvatvolgwerking afbakt afhankelijk van het feit of een veneus-fase of arteriële-fase contrast-verbeterd onderzoek wordt geanalyseerd. De resulterende bloedvatvolgwer-

15 kingsbeelden, waarvan er twee in fig. 5 en 6 zijn weergegeven, voorzien de bediener of arts van een medisch gereedschap, dat het bekijken van de actuele hartanatomie van de patiënt voor gebruik tijdens hart-procedureplanning mogelijk maakt.

Onder verwijzing naar fig. 5 en 6, werd een schroefvormige

20 hartgegevensverwerving gebruikt met een retrospectief EKG-gepoorte reconstructie op een 4/8/26/32+ detectorrij multi-plak aftastinrichting. De parameters van de aftastinrichting waren ingesteld op 120 kV, 300 mA, 0,5 sec. rotatieperiode, 0,35 schroefvormige pitchfactor, 1,25 of 0,625 mm plakdikte, met een gesegmenteerde reconstructie op 75%

25 hartfaselocatie. De aftastoriëntatie was vanuit de onderzijde van het hart, en vanaf de bodem van het hart naar de bovenzijde teneinde de meer kritische gegevens vroeg in de verwervingswerking te verwerven (bijvoorbeeld de beweging en ademhaling van de patiënt in beschouwing nemend). Voorafgaande aan de schroefvormige hartaftasting, wordt een

30 tijdbepalingsbolusverwerving nabij de oorsprong van de coronaire sinus uitgevoerd om de optimale preparatievertraging (de tijd tussen het begin van contrastinjectie en de start van de schroefvormige hartaftasting) te bepalen.

De aftasting en reconstructie van de hartbeelden volgend en

35 daar waar bewegingsartefacten werden gezien in de beelden, werd een meer-fase reconstructie voorgeschreven over de volle hartcyclus. Faselocatie werd geselecteerd op ongeveer 45%, waar de patiënt tijdens de aftasting aritmie ondervond. Meervoudige-sectorreconstructie werd toegepast waar nog steeds bewegingsartefacten werden gezien. De keuze van

een meervoudige-sectorreconstructieprocedure kan vergemakkelijkt worden onder gebruikmaking van een meervoudige-fasenabewerking 3D-kijkinrichting. De meest optimale reeks van beelden (bijvoorbeeld beste fase, beste reconstructietype) werd geselecteerd en vervolgens werd  
5 een nabewerkingssegmentatie uitgevoerd, zoals deze door het specifieke 3D-protocol voor het anatomische oriëntatiepunt in onderzoek (bijvoorbeeld het rechter atrium, de coronaire sinus) is gedefinieerd.

Als alternatief zijn twee andere opties beschikbaar voor verwervingswerking. Ten eerste kunnen prospectieve gepoorte filmverwerkingen worden gebruikt, of ten tweede kan een ontspannen gepoorte  
10 hartreconstructietechniek (die een faselocatieterolerantie van bijvoorbeeld +/- 10% gebruikt) met een gepoorte schroefvormige hartaftasting, zodat de schroefpitch groter dan 0,50 is, worden gebruikt. Beide alternatieve aanpakken maken een lagere stralingsdosis voor de patiënt  
15 mogelijk, doch kunnen de beeldkwaliteit als gevolg van bijvoorbeeld aritmie beïnvloeden.

Door middel van bi-ventriculaire activeringsplanning volgens een uitvoeringsvorm van de uitvinding, kan interventionele bi-ventriculaire activeringstherapie voorafgaande aan de actuele interventie-  
20 procedure worden gepland en kunnen de tijdens de planningsprocedure verkregen beelden gebruikt worden tijdens de actuele interventieprocedure. Door de arts voorafgaande aan een ingreep van kennis over de CS-anatomie te voorzien, kan een voor de bijzondere patiënt geschikte interventieprocedure geïdentificeerd worden, teneinde daardoor de doel-  
25 treffendheid van de interventieprocedure te verbeteren.

Het 3D-model kan ook worden gebruikt voor leidingplaatsing in de linker ventrikel (LV) tijdens de interventieprocedure. Zodra het 3D-model van de CS is uitgelijnd met het coördinaatsysteem van het interventiesysteem, kan het systeem een directe navigatie van de LV-lei-  
30 ding naar de juiste vertakking van de CS verschaffen onder gebruikmaking van 3D-aanzichten en insluitbare (navigatorachtige) aanzichten van het model en de directe locatie van de LV-leiding tijdens de plaatsingsprocedure. In een directe navigatieprocedure worden de bloedvatvolgwerkingsbeelden, waarvan twee gevallen in fig. 5 en 6 zijn  
35 weergegeven, bekeken in reactie op de tijdens de interventieprocedure gemanoeuvreeerde sonde of katheter. Het zal duidelijk zijn, dat de uitvinding niet tot de analyse van de CS is beperkt, doch ook toepasbaar is op andere volumes van hartbeeldgegevens.

Hoewel de uitvinding is beschreven onder verwijzing naar een voorbeelduitvoeringsvorm daarvan, zal het duidelijk zijn voor de vakman dat verschillende veranderingen aangebracht kunnen worden en dat elementen daarvan door equivalenten vervangen kunnen worden zonder het

5 kader van de uitvinding te verlaten. Bovendien kunnen vele modificaties worden uitgevoerd om een bepaalde situatie of een bepaald materiaal aan de leer van de uitvinding aan te passen zonder het essentiële kader daarvan te verlaten. Het is derhalve de bedoeling, dat de uitvinding niet tot de bepaalde uitvoeringsvorm is beperkt, welke ge-

10 openbaard is als de beste modus voor het uitvoeren van deze uitvinding, doch dat de uitvinding alle uitvoeringsvormen, die binnen het kader van de bijgevoegde conclusies vallen, zal omvatten.

## C O N C L U S I E S

1. Beeldvormingssysteem (100) voor gebruik bij medische interventieprocedureplanning, omvattende:

een medisch aftaststelsel (110) voor het genereren van een volume van hartbeeldgegevens;

5 een gegevensverwervingssysteem (120) voor het verwerven van het volume van hartbeeldgegevens;

een beeldopwekssysteem (120) voor het genereren van ten minste één zichtbaar beeld uit het volume van hartbeeldgegevens;

een gegevensbestand (130, 150) voor het opslaan van van het  
10 gegevensverwervingssysteem (120) en het beeldopwekkingssysteem (140) afkomstige informatie;

een bedienerkoppelingssysteem (160) voor het beheren van ten minste één van het medische aftaststelsel (110), het gegevensverwervingssysteem (120), het gegevensopwekssysteem (140) en het gegevensbe-  
15 stand (130, 150);

een nabewerkingssysteem (180) voor het analyseren van het volume van hartbeeldgegevens en het weergeven van het ten minste ene zichtbare beeld, welk nabewerkingssysteem reageert op het bedienerkoppelingssysteem (160); en waarin

20 het bedienerkoppelingssysteem (160) instructies omvat voor het gebruiken van de hartbeeldgegevens en het ten minste ene zichtbare beeld in ten minste één van een bi-ventriculaire activeringsplanningsprocedure, een atriale fibrillatieplanningsprocedure en een atriale flutterplanningsprocedure.

25 2. Beeldvormingssysteem (100) volgens conclusie 1, waarin het medische aftaststelsel (110) ten minste één van een CT-systeem, een MR-systeem, een ultrageluidssysteem, een 3D-fluoroscopie-systeem en een PET-systeem omvat.

3. Beeldvormingssysteem (100) volgens conclusie 1 of 2, waarin  
30 het gegevensbestand (130, 150) een opslag voor het opslaan van beeldgegevens van ten minste één van het rechter atrium en de coronaire sinus (240) bevat.

4. Beeldvormingssysteem (110) volgens elk van de conclusies 1-3, waarin het gegevensbestand (130, 150) een opslag voor het opslaan  
35 van het ten minste ene zichtbare beeld van ten minste één van het rechter atrium en de coronaire sinus (240) bevat.

5. Beeldvormingssysteem (100) volgens elk van de conclusies 1-4, waarin het bedienerkoppelingssysteem (160) instructies voor het segmenteren van het volume van hartbeeldgegevens voor het bekijken van ten minste één van het rechter atrium en de coronaire sinus (240) bevat.

6. Beeldvormingssysteem (100) volgens conclusie 5, waarin het bedienerkoppelingssysteem (160) instructies voor het in verschillende vlakken bekijken van het ten minste ene zichtbare beeld bevat.

7. Beeldvormingssysteem (100) volgens conclusie 5 of 6, waarin het nabewerkingssysteem (180) instructies voor het uitvoeren van vectoriële bloedvatvolgwerking van de coronaire sinus (240) vanuit het volume van hartbeeldgegevens bevat.

8. Beeldvormingssysteem (100) volgens conclusie 7, waarin de instructies verder instructies voor het uitvoeren van een vectoriële bloedvatvolgwerking langs de middenlijn van het zichtbare beeld van de coronaire sinus (240) bevatten.

9. Beeldvormingssysteem (100) volgens elk van de conclusies 1-8, waarin het nabewerkingssysteem (180) is ingericht om het ten minste ene zichtbare beeld in ten minste één van een driedimensionele oppervlakweergave, een driedimensionele inwendig-oppervlakweergave, een driedimensionele volumeweergave, MPVR, MIP, gekromde herformattering, lumenaanzicht en een insluitbaar aanzicht weer te geven.

10. Beeldvormingssysteem (100) volgens conclusie 9, waarin het nabewerkingssysteem (180) verder is ingericht om een zichtbaar beeld van ten minste één van het hart, de coronaire sinus (240) en het rechter atrium weer te geven.

11. Beeldvormingssysteem (100) volgens conclusie 10, waarin het nabewerkingssysteem (180) verder is ingericht om een geometrische markering op een anatomisch of extern oriëntatiepunt weer te geven.

12. Beeldvormingssysteem (100) volgens conclusie 11, waarin het nabewerkingssysteem (180) verder is ingericht om een zichtbaar beeld van de coronaire sinus (240) op een doorschijnende wijze en het geometrische oriëntatiepunt op een ondoorschijnende wijze weer te geven.

13. Beeldvormingssysteem (100) volgens conclusie 10 of 11, waarin het nabewerkingssysteem verder is ingericht om een eerste beeld van het hart op een doorschijnende wijze en een tweede beeld van de coronaire sinus (240) op een ondoorschijnende wijze weer te geven.

14. Computersysteem voor gebruik bij een medische interventieprocedure, omvattende:

een gegevenspoort (205) voor het ontvangen van sonde-informatie uit de medische interventieprocedure;

een gegevensbestand (130, 150) voor het opslaan van van een interventieprocedureplanningssectie verkregen informatie;

5 een geheugen (200) dat instructies omvat voor het beheren van de op de gegevenspoort ontvangen sonde-informatie en de in het gegevensbestand (130, 150) opgeslagen informatie;

een processor (170) voor het analyseren van de informatie op de gegevenspoort in combinatie met de in het gegevensbestand (130, 150)  
10 opgeslagen informatie;

een bedienerkoppelingssysteem (160) voor het beheren van het geheugen (200) en de processor (170); en

een weergave (164, 166, 186), die reageert op de bedienerkoppeling (160) voor het visualiseren van de informatie in het gegevensbe-  
15 stand (130, 150) in combinatie met de informatie op de gegevenspoort.

15. Computersysteem volgens conclusie 14, verder omvattende:

een weergave (164, 166, 186), die reageert op de bedienerkoppeling (160), voor het visualiseren van de directe bloedvatvolgwerking van ten minste één van een coronaire sinus (240) en een coronaire slagader.  
20

16. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld voor gebruik in medische interventieprocedureplanning, omvattende:

het verwerven (305) van een volume van hartbeeldgegevens afkomstig van een medische aftastinrichting (110);

25 het beheren (310) van het volume van hartbeeldgegevens via segmentatie;

het bewerken (315) van de hartbeeldgegevens voor het bekijken daarvan;

het bekijken (320) van de hartbeeldgegevens in ten minste één  
30 zichtbaar beeld;

het inbrengen (325) van een geometrische markering in het volume van hartbeeldgegevens op een anatomisch oriëntatiepunt voor daaropvolgende visualisatie, analyse en uitlijning;

het selecteren (330) van een zichtbare parameter in reactie op  
35 de geometrische markering op het anatomische oriëntatiepunt; en

het bewaren (335) van ten minste één van het ten minste ene zichtbare beeld, een anatomisch oriëntatiepunt en een gemeten zichtbare parameter in een beeldgegevensbestand (130, 150).

17. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens conclusie 16, verder omvattende:

- het exporteren (340) van ten minste één 3D-model, dat de bewaarde informatie bevat, naar een beeldgegevensbestand (130, 150);
- 5 het importeren (345) van het ten minste ene 3D-model in een bedienerkoppelingssysteem (9160);
- het uitlijnen (350) van het ten minste ene 3D-model met het corresponderende geselecteerde anatomische oriëntatiepunt en de gemeten zichtbare parameter; en
- 10 het visualiseren (355) van het ten minste ene 3D-model op het bedienerkoppelingssysteem (160) met daarop de geselecteerde zichtbare parameters afgebeeld.

18. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens conclusie 16 of 17, waarin het verwerven (305) van een volume van  
15 hartbeeldgegevens verder omvat:

het verwerven van een volume van hartbeeldgegevens onder gebruikmaking van ten minste één van een CT-systeem, een MR-systeem, een ultrageluidssysteem, een 3D-fluoroscopiesysteem en een PET-systeem.

19. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens  
20 elk van de conclusies 16-18, waarin het beheren (310) van het volume van hartbeeldgegevens verder omvat:

het segmenteren van het volume van hartbeeldgegevens voor het bekijken van ten minste één van een rechter atrium en een coronaire sinus (240).

25 20. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens elk van de conclusies 16-19, waarin de bewerking (315) van de hartbeeldgegevens verder omvat:

het bewerken van de hartbeeldgegevens voor het bekijken van ten minste één van een driedimensioneel model, een driedimensionele oppervlakweergave, een  
30 vlakweergave, een driedimensionele inwendig-oppervlakweergave, een driedimensionele volumeweergave, MPVR, MIP, gekromde herformattering, lumenaanzicht en een insluitbaar aanzicht.

21. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens conclusie 20, waarin de bewerking (315) van de hartbeeldgegevens ver-  
35 der omvat:

het bewerken van de hartbeeldgegevens voor het bekijken van ten minste één van een coronaire sinus (240) en een rechter atrium.

22. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens conclusie 21, verder omvattende:



het uitvoeren (395) van bloedvatvolgwerking van de coronaire sinus (240) vanuit het volume van hartbeeldgegevens.

23. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens conclusie 22, verder omvattende:

5        het uitvoeren (395) van vectoriële bloedvatvolgwerking langs de middenlijn van het insluitbare aanzicht van de coronaire sinus (240).

24. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens elk van de conclusies 16-23, waarin het inbrengen (325) van een geome-  
10 trische markering in het volume van hartbeeldgegevens verder omvat:

het inbrengen van een geometrische markering op een anatomisch oriëntatiepunt, dat ten minste één substructuur van een coronaire sinus (240) en een rechter atrium identificeert.

25. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens  
15 elk van de conclusies 16-24, waarin het selecteren (330) van een zichtbare parameter verder omvat:

het selecteren van een zichtbare parameter van het coronaire sinus (240) bloedvat, waarin de zichtbare parameter ten minste één van een bloedvatdiameter, een segmentweglengte van een bloedvat en een  
20 mate van bloedvatkromming omvat.

26. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens conclusie 25, verder omvattende:

het meten van de zichtbare parameter.

27. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens  
25 elk van de conclusies 24-26, waarin het bekijken (320) van de hartbeeldgegevens verder omvat:

het bekijken van het ten minste ene zichtbare beeld van de coronaire sinus (240) op een doorschijnende wijze en het bekijken van het geometrische oriëntatiepunt op een ondoorschijnende wijze.

30        28. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens elk van de conclusies 16-26, waarin het bekijken van de hartbeeldgegevens verder omvat:

het bekijken van een beeld van het hart op een doorschijnende wijze en het bekijken van een beeld van de coronaire sinus (240) op  
35 een ondoorschijnende wijze.

29. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens elk van de conclusies 17-28, waarin het exporteren (340) van een 3D-model verder omvat:

het exporteren van een 3D-model in ten minste één van een geometrisch draadgaasmodel; een massief geometrisch model; een reeks van contouren behorende bij elke beeldplak; een gesegmenteerd volume van binaire beelden; een run-lengte gecodeerd binair segmentatiemasker, en  
5 een DICOM-object onder gebruikmaking van de stralingstherapie (RT) DICOM-objectstandaard.

30. Werkwijze (300) voor het genereren van een beeld volgens elk van de conclusies 17-29, waarin het visualiseren (335) van het 3D-model verder omvat:

10 het in verschillende vlakken bekijken van het 3D-model.

31. Werkwijze (450) voor het gebruiken van een volume van hart-beeldgegevens tijdens een medische interventieprocedure, omvattende:

het terughalen (460) van ten minste één procedureplanningsbeeld uit een beeldgegevensbestand (130, 150);

15 het bekijken (470) van het ten minste ene procedureplannings-beeld;

het aanbrengen (480) van een sonde in een bloedvat van een patiënt tijdens de interventieprocedure;

20 het uit de interventieprocedure identificeren (490) van een oriëntatiepunt van het gesondeerde bloedvat;

het uitlijnen (500) van het coördinaatsysteem van de interventieprocedure met het coördinaatsysteem van het ten minste ene procedureplanningsbeeld; en

25 het weergeven (510) van het procedureplanningsbeeld in reactie op de positie van de aangebrachte sonde voor het uitvoeren van een directe bloedvatvolgwerking en navigatieprocedure op het gesondeerde bloedvat.

32. Werkwijze (450) voor het gebruiken van een volume van hart-beeldgegevens volgens conclusie 31, waarin het weergeven (510) van het  
30 procedureplanningsbeeld verder omvat:

het weergeven van een directe bloedvatvolgwerking van ten minste één van een coronaire sinus (240) en een coronaire slagader.

33. Werkwijze (450) voor het gebruiken van een volume van hart-beeldgegevens volgens conclusie 32, waarin:

35 het aanbrengen (480) van een sonde het aanbrengen van een katheter omvat; en

het weergeven (510) van het procedureplanningsbeeld verder het weergeven van de locatie van de katheter omvat.

FIG. 1

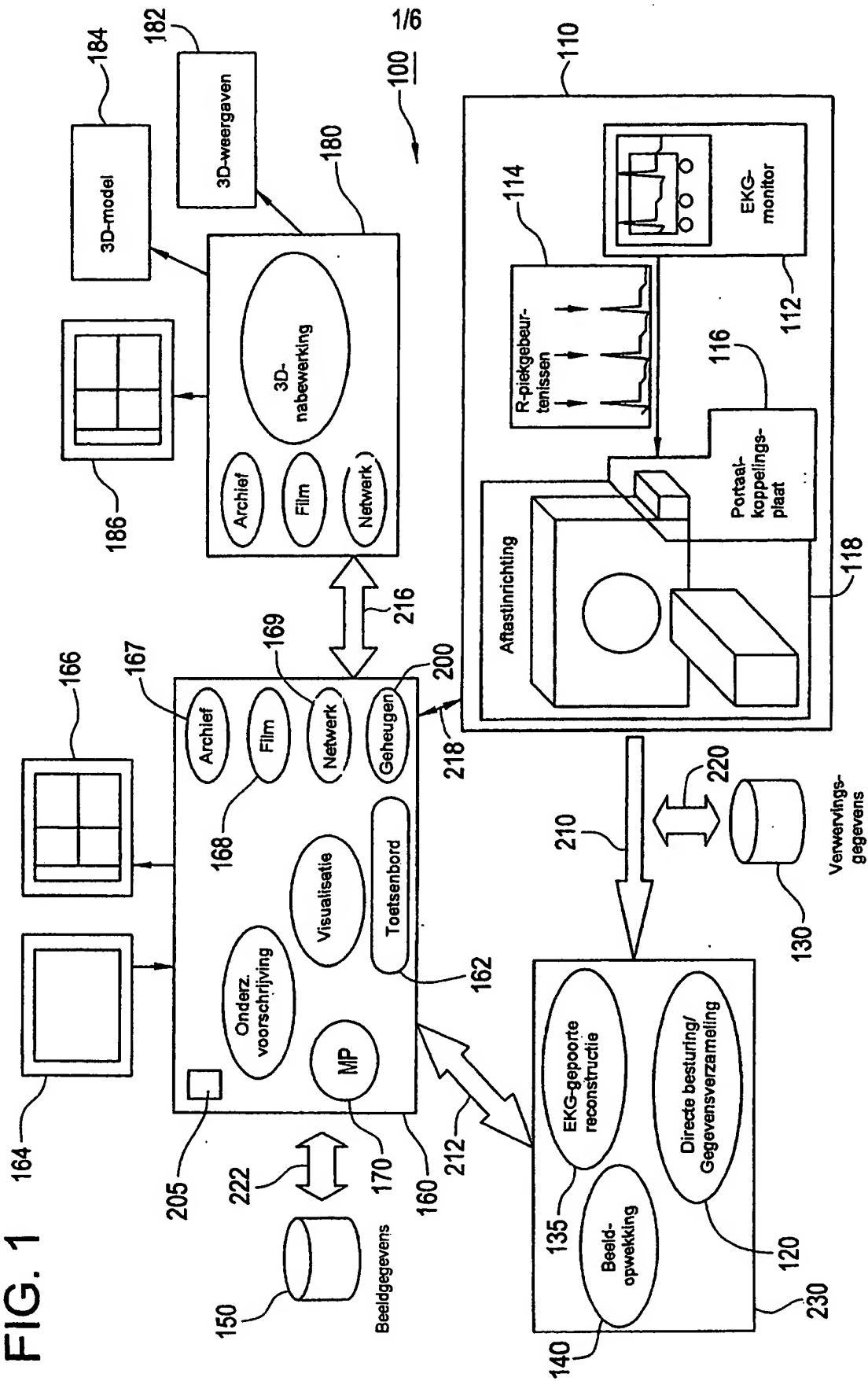


FIG. 3

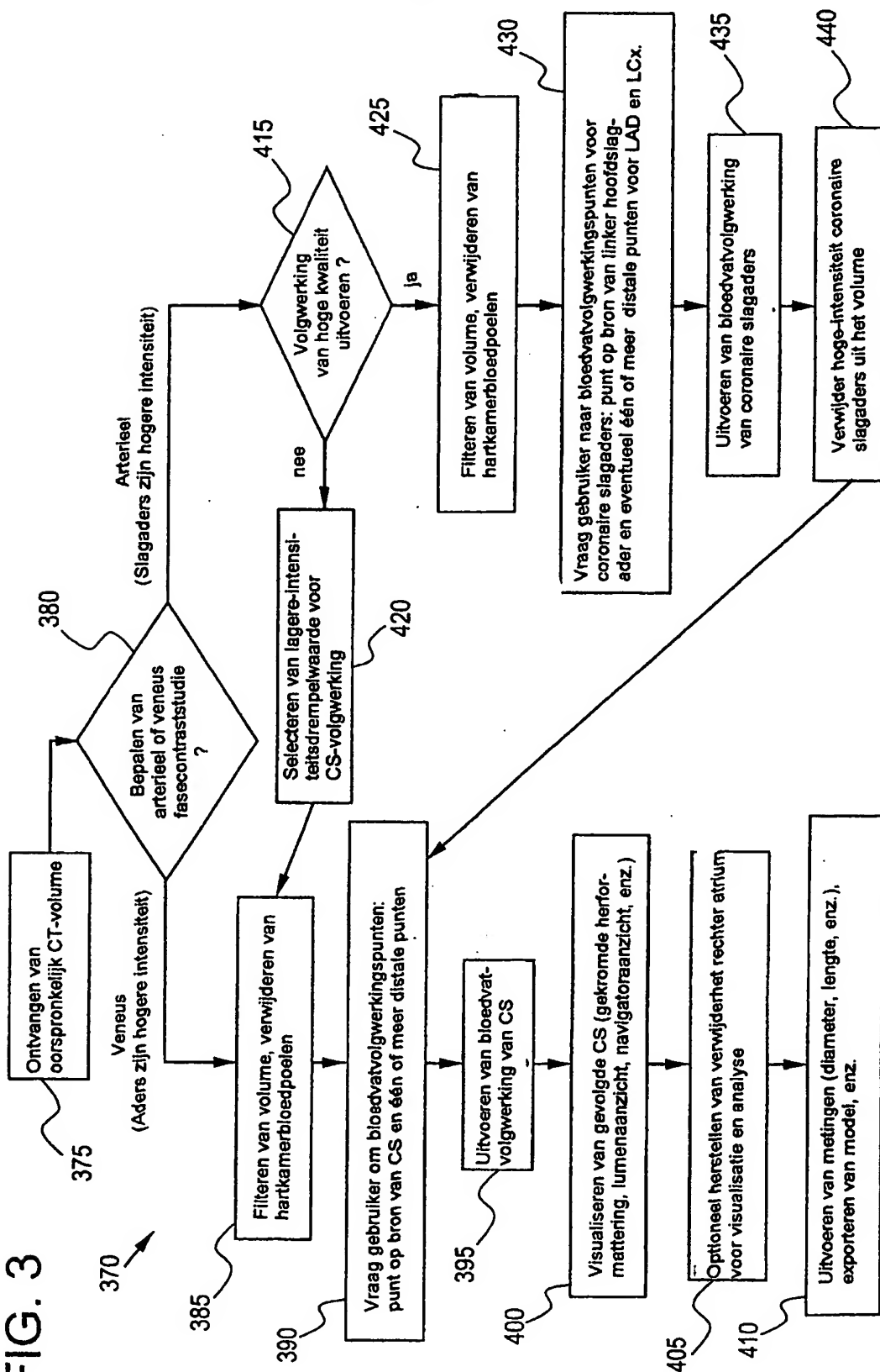
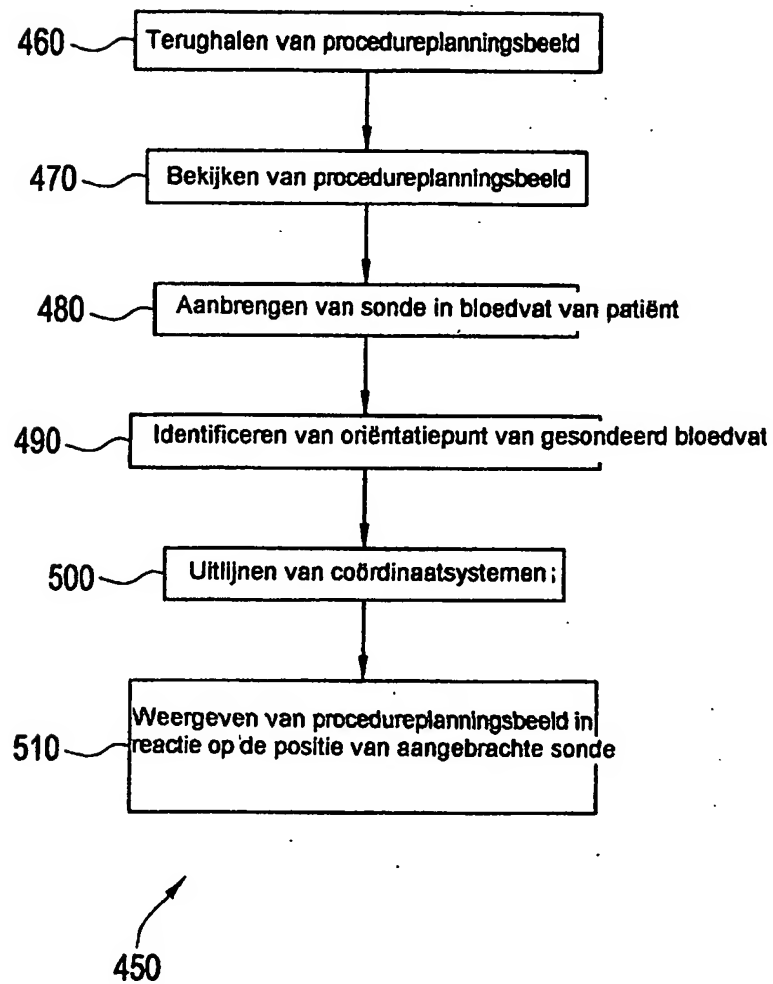


FIG. 4



# **RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK**

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135305

NL 1024584

VAN BELANG ZIJNDE LITERATUUR			
Categorie	Vermelding van literatuur met aanduiding voor zover nodig, van speciaal van belang zijnde passages	Van belang voor conclusie(s)Nr.:	internationale classificatie
X	SORENSEN T S ET AL: "A new virtual reality approach for planning of cardiac interventions" ARTIFICIAL INTELLIGENCE IN MEDICINE ELSEVIER NETHERLANDS, deel 22, nr. 3, juni 2001 (2001-06), bladzijden 193-214, XP002361668 ISSN: 0933-3657 * het gehele document *	1-33	A61B5/05 G06F19/00
X	BEHR J ET AL: "Modelling, visualization, and interaction techniques for diagnosis and treatment planning in cardiology" COMPUTERS & GRAPHICS ELSEVIER UK, deel 24, nr. 5, oktober 2000 (2000-10), bladzijden 741-753, XP002361669 ISSN: 0097-8493 * bladzijde 741, linker kolom, regel 1 - bladzijde 753, linker kolom, regel 48 *	1-33	
X	SCHROEDER A ET AL: "CASEVIS - A SYSTEM FOR CARDIAC SURGERY PLANNING" INTERNATIONAL CONGRESS SERIES, EXCERPTA MEDICA, AMSTERDAM, NL, deel 1191, 23 juni 1999 (1999-06-23), bladzijden 656-660, XP008057330 ISSN: 0531-5131 * bladzijde 656, regel 1 - bladzijde 660, regel 2 *	1,14,16, 31	Onderzochte gebieden van de techniek  G06F G06T A61B
A		2-13,15, 17-30, 32,33	
A	US 5 601 084 A (SHEEHAN ET AL) 11 februari 1997 (1997-02-11) * kolom 1, regel 25 - kolom 5, regel 3 *	1-33	
Indien gewijzigde conclusies zijn ingediend, heeft dit rapport betrekking op de conclusies ingediend op .....			
Plaats van onderzoek <b>'s-Gravenhage</b>		Datum waarop het onderzoek werd voltooid <b>5 Januari 2006</b>	Vooronderzoeker (EOB) <b>Schenkels, P</b>
<b>CATEGORIE VAN DE VERMELDE LITERATUUR</b> X : op zichzelf van bijzonder belang Y : van bijzonder belang in samenhang met andere documenten van dezelfde categorie A : achtergrond van de stand van de techniek O : verwijzend naar niet op schrift gestelde van de techniek P : literatuur gepubliceerd tussen voorrangs- en indieningsdatum T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octroolpublicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octroolfamilie, corresponderende literatuur document			

EOB FORM 02.83 (P0414)

# **RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK**

Octrooiaanvraag Nr.:

NO 135305

NL 1024584

VAN BELANG ZIJNDE LITERATUUR			
Categorie	Vermelding van literatuur met aanduiding voor zover nodig, van speciaal van belang zijnde passages	Van belang voor conclusie(s) Nr.:	Internationale classificatie
A	WO 01/35339 A (CNR CONSIGLIO NAZIONALE DELLE RICERCHE; SANTARELLI, MARIA, FILOMENA; P) 17 mei 2001 (2001-05-17) * bladzijde 7, regel 11 - bladzijde 12, regel 5 *	1-33	
A	US 5 903 664 A (HARTLEY ET AL) 11 mei 1999 (1999-05-11) * kolom 2, regel 5 - regel 35 *	1-33	
A	REMBOLD U ET AL: "COMPUTER AND SENSOR SUPPORTED SURGERY" PROCEEDINGS OF THE ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR COMPUTER ASSISTED ORTHOPAEDIC SURGERY, XX, XX, 25 juni 1997 (1997-06-25), bladzijden 849-854, XP008057347 * het gehele document *	1-33	
		Onderzochte gebieden van de techniek	
Indien gewijzigde conclusies zijn ingediend, heeft dit rapport betrekking op de conclusies ingediend op : .....			
Plaats van onderzoek <b>'s-Gravenhage</b>		Datum waarop het onderzoek werd voltooid <b>5 Januari 2006</b>	Vooronderzoeker (EOB) <b>Schenkels, P</b>
<p><b>CATEGORIE VAN DE VERMELDE LITERATUUR</b></p> <p>X : op zichzelf van bijzonder belang Y : van bijzonder belang in samenhang met andere documenten van dezelfde categorie A : achtergrond van de stand van de techniek O : verwijzend naar niet op schrift gestelde van de techniek P : literatuur gepubliceerd tussen voorrangs- en indieningsdatum</p> <p>T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octrooipublicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur</p> <p>&amp; : lid van dezelfde octroofamilie, corresponderende literatuur document</p>			

EOB FORM 02.83 (P0414)

**AANHANGSEL BEHORENDE BIJ HET RAPPORT BETREFFENDE  
HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK,  
UITGEVOERD IN DE OCTROOIAANVRAGE NR.**

NO 135305  
NL 1024584

Het aanhangsel bevat een opgave van elders gepubliceerde octrooiaanvragen of octrooien (zogenaamde leden van dezelfde octrooifamilie), die overeenkomen met octrooischriften genoemd in het rapport.

De opgave is samengesteld aan de hand van gegevens uit het computerbestand van het Europees Octrooibureau per De juistheid en volledigheid van deze opgave wordt noch door het Europees Octrooibureau, noch door het Bureau voor de Industriële eigendom gegarandeerd; de gegevens worden verstrekt voor informatiedoeleinden.

05-01-2006

In het rapport genoemd octrooigeschrift		Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)		Datum van publicatie
US 5601084	A	11-02-1997	US 5435310	A	25-07-1995
WO 0135339	A	17-05-2001	AU 2505201	A	06-06-2001
			EP 1236177	A1	04-09-2002
US 5903664	A	11-05-1999	CN 1194132	A	30-09-1998
			DE 19746936	A1	20-05-1998
			IL 122033	A	28-09-2000
			JP 10192256	A	28-07-1998